



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **08215179 A**

(43) Date of publication of application: 27 . 08 . 96

(51) Int. Cl

A61B 5/14(21) Application number: **07030972**

(22) Date of filing: 20 . 02 . 95

(71) Applicant: **HITACHI LTD**(72) Inventor: **MAKI ATSUSHI
YAMASHITA YUICHI
ITO YOSHITOSHI**(54) **LIVING BODY OPTICAL MEASURING METHOD
AND SIGNAL INDICATING METHOD**

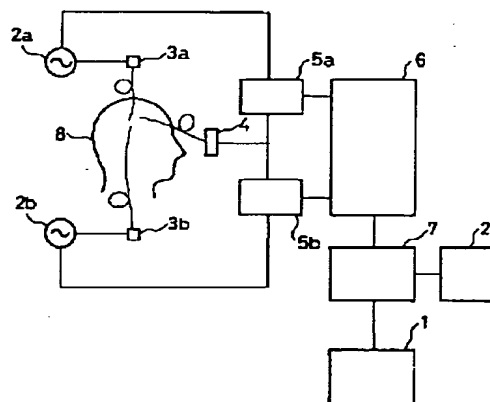
computed based on the measurement signals are indicated in a window provided for the display means 1.

(57) Abstract:

COPYRIGHT: (C)1996,JPO

PURPOSE: To enable measurement to be made before signals are stabilized, furthermore remove swings, and thereby make the accuracy of signals high by setting a relaxed time followed by a loading time, and thereby forecasting signals equivalent to the swings originated by a living body, which are contained in measurement signals, out of the measurement signals in a no-loading time including no relaxed time.

CONSTITUTION: Lights different in wave length from light sources 3a and 3b are modulated in intensity using different frequencies by excitors 2a and 2b, and are irradiated to one point over the head section 8 of a testee above a skin. Moreover, passing light is focused to a position parted from the irradiated position over the head skin, the intensity of the passing light is detected by a detector 4, the intensity of the passing light is separated by locking-in amplifiers 5a and 5b, the intensity of the passing light is converted by each wave length by an analogue-digital converter 6, and their signals are stored and operated by a computer 7 so as to be indicated over a display means 1 thereafter. In this place, measurement signals matching the light sources 3a and 3b, and forecasting no-load signals



This Page Blank (uspto)

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-215179

(43)公開日 平成8年(1996)8月27日

(51)IntCl ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/14	3 1 0	7638-2 J	A 6 1 B 5/14	3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数17 O L (全 8 頁)

(21)出願番号 特願平7-30972

(22)出願日 平成7年(1995)2月20日

(71)出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72)発明者 牧 敦

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

(72)発明者 山下 優一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

(72)発明者 伊藤 嘉敏

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

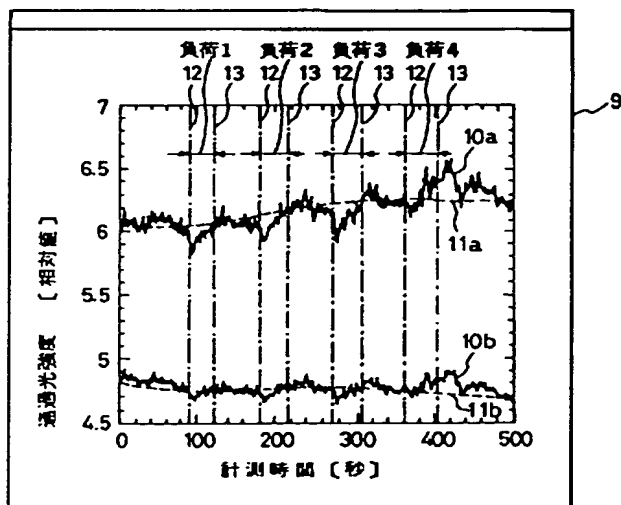
(74)代理人 弁理士 平木 祐輔

(54)【発明の名称】 生体光計測方法及び信号表示方法

(57)【要約】

【目的】 生体由来の揺らぎを予測することで計測時間の短縮をはかり、さらに、予測信号と計測信号を同時に表示することで計測信号変化の有無の判断を容易にする。

【構成】 計測信号10a、10bと、各計測信号から計算された予測無負荷信号11a、11bを、表示装置1に表示する。表示されているグラフの横軸は計測時間を表わし、縦軸は生体光計測装置により計測された通過光強度を表わす。被検者に対して負荷を印加した場合には、負荷印加開始時刻を表わす負荷開始マーク12と負荷印加終了時刻を表わす負荷終了マーク13を表示する。予測無負荷信号11a、11bは、計測信号10a、10bから、負荷を与えた時間(負荷時間)と負荷後信号が元に戻るまでの時間(緩和時間)における信号を除き、任意の関数を最小二乗法を用いてフィッティングし求める。任意の関数及び緩和時間は計測により異なるため、計測目的等に即したものを入力して用いる。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】生体に負荷を印加する負荷時間と負荷を印加しない無負荷時間を交互に設けながら生体に光を照射して生体通過光強度を計測する生体光計測方法において、前記負荷時間に続く緩和時間を設定し、緩和時間を含まない無負荷時間における計測信号から計測信号に含まれる生体由来の揺らぎに相当する信号を予測することを特徴とする生体光計測方法。

【請求項2】各負荷時間の直前に負荷前予測時間を設定し、各緩和時間の直後に負荷後予測時間を設定し、各負荷時間毎に負荷前予測時間における計測信号と負荷後予測時間における計測信号から計測信号に含まれる生体由来の揺らぎに相当する信号を予測することを特徴とする請求項1記載の生体光計測方法。

【請求項3】1個あるいは複数の不定係数を有する任意関数を設定し、該任意関数が緩和時間を含まない無負荷時間における計測信号に最適に適合するように最小二乗法によって前記不定係数を決定し、こうして決定された最適適合関数を生体由来の揺らぎに相当する信号とすることを特徴とする請求項1又は2記載の生体光計測方法。

【請求項4】計測信号と予測した生体由来の揺らぎに相当する信号の差分を演算することを特徴とする請求項1又は2記載の生体光計測方法。

【請求項5】予測した生体由来の揺らぎに相当する信号と計測信号の比、光源波長に対する酸化ヘモグロビンの吸光係数、及び光源波長に対する還元ヘモグロビンの吸光係数を用い、生体中の酸化ヘモグロビン濃度と還元ヘモグロビン濃度の和の相対変化量あるいは酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量と還元ヘモグロビン濃度の相対変化量、前記各相対変化量の時間変化、前記各相対変化量を所定の時間にわたって積算した積算相対変化量、又は所定の時間間隔における平均相対変化量を演算することを特徴とする請求項1、2又は3記載の生体光計測方法。

【請求項6】生体に光を照射して生体通過光強度を計測し、計測信号あるいは計測信号を演算した信号を表示装置に表示する生体光計測装置の信号表示方法において、計測信号に含まれる生体由来の揺らぎに相当する信号を予測し、前記予測した信号を計測信号と共に表示することを特徴とする生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項7】生体に負荷を印加する負荷時間と負荷を印加しない無負荷時間を交互に設けながら生体に光を照射して生体通過光強度を計測し、計測信号あるいは計測信号を演算した信号を表示装置に表示する生体光計測装置の信号表示方法において、前記無負荷時間における計測信号から計測信号に含まれる生体由来の揺らぎに相当する信号を予測し、前記予測した信号を予測無負荷信号として計測信号と共に表示することを特徴とする生体光計測装置の信号表示方法。

2

【請求項8】生体に負荷を印加する負荷時間と負荷を印加しない無負荷時間を交互に設けながら生体に光を照射して生体通過光強度を計測し、計測信号あるいは計測信号を演算した信号を表示装置に表示する生体光計測装置の信号表示方法において、前記負荷時間に続く緩和時間を設定し、緩和時間を含まない前記無負荷時間における計測信号から計測信号に含まれる生体由来の揺らぎに相当する信号を予測し、前記予測した信号を予測無負荷信号として計測信号と共に表示することを特徴とする生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項9】各負荷時間の直前に負荷前予測時間を設定し、各緩和時間の直後に負荷後予測時間を設定し、各負荷時間毎に負荷前予測時間における計測信号と負荷後予測時間における計測信号から前記予測無負荷信号を求めることを特徴とする請求項8記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項10】1個あるいは複数の不定係数を有する任意関数を設定し、該任意関数が緩和時間を含まない無負荷時間における計測信号に最適に適合するように最小二乗法によって前記不定係数を決定し、こうして決定された最適適合関数を前記生体由来の揺らぎに相当する信号とすることを特徴とする請求項7、8又は9記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項11】計測信号と予測無負荷信号の差分を演算し、演算結果を表示することを特徴とする請求項7～10のいずれか1項記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項12】予測無負荷信号と計測信号の比、光源波長に対する酸化ヘモグロビンの吸光係数、及び光源波長に対する還元ヘモグロビンの吸光係数を用い、生体中の酸化ヘモグロビン濃度と還元ヘモグロビン濃度の和の相対変化量あるいは酸化ヘモグロビン濃度の相対変化量と還元ヘモグロビン濃度の相対変化量を演算し、前記各相対変化量の時間変化、前記各相対変化量を所定の時間にわたって積算した積算相対変化量、又は所定の時間間隔における平均相対変化量を表示することを特徴とする請求項7～11のいずれか1項記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項13】異なる信号あるいは計算結果毎に異なる色あるいは異なる線種を用いて表示することを特徴とする請求項6～12のいずれか1項記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項14】負荷時間の開始時刻と終了時刻を示す図形と共に表示することを特徴とする請求項7～13のいずれか1項記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項15】計測信号は計測と共に実時間で表示し、予測無負荷信号は表示されている計測信号より先の時間まで表示することを特徴とする請求項7～14のいずれか1項記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項16】複数の計測位置に対する複数の信号を、

3

生体の計測部位を示す図と、計測位置を示す図形と、計測位置と前記信号との対応を指示する図形とともに表示することを特徴とする請求項6～15のいずれか1項記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【請求項17】計測部位を示す図として画像診断装置によって撮影された画像を用いることを特徴とする請求項16記載の生体光計測装置の信号表示方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、光を用いて生体内の情報10を計測する生体光計測方法及びその計測信号の表示方法に関する。

【0002】

【従来の技術】生体組織内の酸素飽和度（動脈系と静脈系の両者を含む平均的な酸素飽和度）及び血液量を計測する方法として、ヨブシス等の方法（特開昭57-115232号公報）がある。この方法は、還元ヘモグロビン（Hb）と酸化ヘモグロビン（HbO₂）の分光特性を利用して生体組織内のHb濃度とHbO₂濃度と血液量（以下、三者を併せて血液動態という）の相対変化量20を計測するものであり、酸素モニタと呼ばれている。この酸素モニタは、計測開始時に計測される反射光強度あるいは透過光強度（以下、本明細書では両者を併せて透過光強度という）を基準値とし、前記基準値と任意時刻に計測される透過光強度との差から、相対的な血液動態の変化量を演算して求める方法である。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】生体の機能を解析するために、生体に対して負荷をかけた時の血液動態と無負荷時の血液動態との差から、負荷に起因する血液動態の30変化を計測する場合がある。例えば、生体の脳では、生体の各機能に対応して働く局所的な部位（以下、機能部位という）が存在し、生体の任意の機能に対応して機能部位の血液動態が変化する。この時、任意の機能部位の血液動態の変化を計測することができれば、脳の機能部位の位置あるいは働きを調べることができ、医学的に非*

$$S_m(t) = S_{cr}(t) + S_l(t)$$

本発明においては、計測信号 $S_m(t)$ より、無負荷時間における信号を抽出して無負荷信号を表わす関数 $S_{cr}(t)$ （予測無負荷信号）を予測し、計測信号 $S_m(t)$ と予測無負荷信号 $S_{cr}(t)$ の差から負荷信号 $S_l(t)$ を求める。さらに、求められた計測信号と予測した無負荷信号を同時に表示することにより、計測信号の変動が負荷による変動であるのか、無負荷時の生体由来の揺らぎから来るものであるかの判断を容易にする。

【0009】関数 $S_{cr}(t)$ の決定は、不定係数を有する任意関数をキーボード等から計算機に入力し、その関数が無負荷時の信号に最適にフィットするように最小二乗法等で不定係数を決定することにより行うことができる。また、負荷信号 $S_l(t)$ は生体から負荷を除去して ※50

4

*常に重要である。また、筋機能を調べる際に、無負荷時の血液動態と負荷時の血液動態の差より、筋機能を計測できる可能性もある。

【0004】しかし、無負荷時の血液動態は常に一定ではなく経時的な変化が存在する。具体例として、安静に仰臥した被検者の側頭部に光を照射し、光照射位置より3cm離れた点で透過光強度を計測した際の透過光強度の時間変化を図1に示す。図1に示されているように、計測系の揺らぎは0.3%程度にすぎないのに、生体通過光強度は周期成分を含みながら全体としては不規則に大きく変動している。この透過光強度の揺らぎは、生体中の血液動態の変化に由来するものである。

【0005】この様に被検者が安静にいても、透過光強度信号に不規則な信号変化が表れるため、計測開始時の透過光強度を基準値として処理をすると、負荷に起因する血液動態の変化を計測信号から分離することは困難である。さらに、このことが原因となり、表示装置に表示される計測信号あるいは計測信号から演算される血液動態の時間変化が、生体自身のもつ揺らぎから来る変動であるのか負荷を加えたことによる変動であるのかを観察者が判断することができない。従って、従来技術によると、被検者を安静にし、信号が安定するまで長時間待たなければ計測ができなかった。

【0006】本発明は、従来技術のこれらの問題を解決するものである。

【0007】

【課題を解決するための手段】負荷に起因する血液動態の変化を計測する場合、生体に負荷を印加しない時間（無負荷時間）と生体に負荷を印加する時間（負荷時間）を交互に与えて計測を行なう。ここで、生体光計測装置で計測される信号（計測信号）を $S_m(t)$ 、無負荷時の血液動態の変化に起因する信号（無負荷信号）を $S_{cr}(t)$ 、加負荷時の血液動態の変化に起因する信号（負荷信号）を $S_l(t)$ とすると、計測信号 $S_m(t)$ は次の（1）式で表わされる。ここで t は計測時間である。

【0008】

（1）

※も直ちにゼロにはならないため、負荷時間に続いて所定の緩和時間を設定し、この緩和時間を含まない無負荷時間の計測信号を用いて関数 $S_{cr}(t)$ を決定するようにすれば、より高精度に関数 $S_{cr}(t)$ を決定することができる。

【0010】前記関数 $S_{cr}(t)$ は、複数の負荷時間、例えば全計測時間を1つの関数でカバーするように決定することもできるし、各負荷時間のみをカバーするように個々の負荷時間毎に決定することもできる。個々の負荷時間の前後の計測信号 $S_m(t)$ を用いて各負荷時間に対して関数 $S_{cr}(t)$ を求める方法によると高い予測精度が得られる。

【0011】

5

【作用】従来技術によると、被検者を安静にし信号が安定するまで待たなければ計測を行うことができなかったが、本発明の計測方法によると信号の安定を待たずに計測が可能となる。また、計測信号から揺らぎを除去することができるので信号の精度を高めることができる。

【0012】本発明の表示方法によると、負荷と計測信号との相関が分かりやすくなり、計測信号の変動が負荷を印加したことによる変動であるのか、生体由来の揺らぎによる変動であるのかを容易に判断することができるようになる。

【0013】

【実施例】図2に、光計測装置の装置構成例を概念的に示す。本実施例で説明する信号例は、図2に概念を示す光計測装置によるものである。光源3a、3bから発する異なる波長の光は、発振器2a、2bによって異なる周波数で強度変調され、光ファイバーを用いて被検者頭部8の1点に頭皮上から照射されている。さらに、頭皮上で照射位置より3cmはなれた位置に別の光ファイバーの入射端を配置して通過光を集光し、検出器4で通過光強度を検出し、ロックインアンプ5aと5bで各光源波長に対応する通過光強度に分離し、各波長毎の通過光強度をアナログ-デジタル変換器6でアナログ-デジタル変換した後に、計算機7で信号の記録及び演算が行われ、信号や演算結果が表示装置1に表示される。計算機7に接続されたキーボード等の入力装置25は、後述するパラメータ等の入力に用いられる。図2では、光源3a及び3bからの光を別々の光ファイバーで照射点に導いているが、1本の光ファイバーで照射点に導くこともできる。

【0014】図3は、計測信号と予測無負荷信号の表示例である。光源3aに対応する計測信号10aと光源3bに対応する計測信号10b、及び各計測信号から計算された（計算方法は後述）予測無負荷信号11aと11bを、表示装置1に表示されたウィンドウ9内に表示する。表示されているグラフの横軸は計測時間を表わし、縦軸は生体光計測装置により計測された通過光強度を表わす計測信号の相対値である。

【0015】被検者に対して負荷を印加した場合には、負荷印加開始時刻を表わす負荷開始マーク12と負荷印加終了時刻を表わす負荷終了マーク13を直線で表示する。本実施例では、右手の運動を支配する大脳皮質領域を頭皮上から頭蓋骨を通して計測しており、負荷として右手あるいは左手の運動を与えている（負荷1及び負荷3は右手運動、負荷2及び負荷4は左手運動）。図3には計測時間の全信号が表示されているが、任意の時間間隔（例えば、負荷時間の前後を含む時間間隔）のみを表示することも容易である。また、予測無負荷信号11a、11bをそれまでの経時変動の延長線上で任意の時間先まで表示することにより、計測中に計測信号10a、10bと予測無負荷信号11a、11bを実時間で

6

同時に表示することも可能である。この様に計測信号10aと10bと予測無負荷信号11aと11bを同時に表示することで、生体中に血液動態の変化が生じた時に、観察者が判断することが容易になる。なお、この先追いついて実時間で表示した予測無負荷信号は、予測無負荷信号の計算が確定した段階で表示し直すようにするとよい。

【0016】予測無負荷信号11a、11bは、計測信号10a、10bから、負荷を与えた時間（負荷時間）及び負荷を取り除いたあとと信号が元に戻るまでの時間（緩和時間）における信号を除き、残った期間の信号に任意の関数を最小二乗法を用いてフィッティングすることで求める。ここで、任意の関数と緩和時間は負荷の種類や計測場所によって異なるため、計測の目的等に合わせて入力装置25から入力する。本実施例では、任意関数を5次の多項式、緩和時間を30秒として処理している。また、信号の表示は、観察者が見やすいように信号毎に色あるいは線種を変えることも可能である。

【0017】図4は、計測信号と予測無負荷信号の差分信号の表示例であり、図3中の計測信号10a及び10bと予測無負荷信号11a及び11bの差分を計算したものである差分信号14a及び14bの波形を、表示装置1上に表示されたウィンドウ9内に表示している。表示されているグラフの横軸は計測時間を表わし、縦軸は相対的な差分信号強度を表わしている。さらに、被検者に対して負荷を印加した場合には、負荷印加開始時刻を表わす負荷開始マーク12と負荷印加終了時刻を表わす負荷終了マーク13を直線で表示する。また、本グラフは0を中心としたグラフとなるので基線15を表示する。

【0018】本実施例では、波形14a、14bを光源波長毎に異なる座標軸上に表示しているが、同一座標軸上に重ねて表示することも可能である。また、表示には、観察者が見やすいように色あるいは線種を変えて表示することも可能である。図5は、負荷印加によるHbO₂とHbの濃度の相対変化量（以下、それぞれ ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} とする）を表わすグラフの表示例である。図3中の計測信号10a及び10bと予測無負荷信号11a及び11bから計算される（計算方法は後述） ΔC_{oxy} 信号16aと ΔC_{deoxy} 信号16bの波形を、表示装置1上に表示されたウィンドウ9内に表示している。表示されているグラフの横軸は計測時間を表わし、縦軸は ΔC_{oxy} と ΔC_{deoxy} の値を表わしている。さらに、負荷開始マーク12、負荷終了マーク13、及び基線15も表示する。本実施例では、計測時間の全区間が表示されているが、任意の時間間隔（例えば、負荷時間の前後を含む期間）のみを表示することも可能である。また、ここでは波形16a、16bを異なる座標軸に別々に表示したが、同一座標軸上に重ねて表示しても構わない。さらに、各信号の色もしくは各信号の線種を変え

7

て表示することも可能で、例えば ΔC_{oxy} 信号16aを赤系統の色で表示し、また、 ΔC_{deoxy} 信号16bを緑系統の色で表示すれば、観察者も直感的に理解しやすい。本発明の計測方法及び表示方法によると、負荷と計測信号との相関が分かりやすく、計測信号から揺らぎが除去されているので信号の精度が高い。

$$\begin{aligned} & \text{【0019】 図3に表示される二波長の計測信号10} \\ & -L_n \{S_{tr}(\lambda, t) / I_o(\lambda)\} \\ & = \varepsilon_{oxy}(\lambda) \cdot C_{oxy}(t) \cdot d + \varepsilon_{deoxy}(\lambda) \cdot C_{deoxy}(t) \cdot d \\ & + A(\lambda) + S(\lambda) \end{aligned}$$

ここで、 $\varepsilon_{oxy}(\lambda)$ は波長 λ における酸化ヘモグロビンの吸光係数、 $\varepsilon_{deoxy}(\lambda)$ は波長 λ における還元ヘモグロビンの吸光係数、 $A(\lambda)$ は波長 λ におけるヘモグロビン以外による吸収による減衰、 $S(\lambda)$ は波長 λ における散乱による減衰、 $C_{oxy}(t)$ は計測時間 t における酸化

$$\begin{aligned} & \text{※} \\ & -L_n \{S_m(\lambda, t) / I_o(\lambda)\} \\ & = \varepsilon_{oxy}(\lambda) \cdot \{C_{oxy}(t) + C'_{oxy}(t) + N_{oxy}(t)\} \cdot d \\ & + \varepsilon_{deoxy}(\lambda) \cdot [C_{deoxy}(t) + C'_{deoxy}(t) + N_{deoxy}(t)] \cdot d \\ & + A'(\lambda) + S'(\lambda) \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、 $C'_{oxy}(t)$ は計測時間 t における負荷印加による酸化ヘモグロビン濃度の変化、 $C'_{deoxy}(t)$ は計測時間 t における負荷印加による還元ヘモグロビン濃度の変化、 $N_{oxy}(t)$ は雑音もしくは計測時間 t における酸化ヘモグロビン濃度の高周波揺らぎ、 $N_{deoxy}(t)$ は雑音もしくは計測時間 t における還元ヘモグロビン濃度の高

$$\begin{aligned} & L_n \{S_{tr}(\lambda, t) / S_m(\lambda, t)\} = \varepsilon_{oxy}(\lambda) \{C'_{oxy}(t) \\ & + N_{oxy}(t)\} d + \varepsilon_{deoxy}(\lambda) \{C'_{deoxy}(t) + N_{deoxy}(t)\} d \end{aligned} \quad (4)$$

ここで、負荷による酸化ヘモグロビン濃度及び還元ヘモグロビン濃度の相対変化 ΔC_{oxy} 及び ΔC_{deoxy} を以下の☆

$$\begin{aligned} \Delta C_{oxy}(t) &= \{C'_{oxy}(t) + N_{oxy}(t)\} d \\ \Delta C_{deoxy}(t) &= \{C'_{deoxy}(t) + N_{deoxy}(t)\} d \end{aligned} \quad (5)$$

ここで、普通 d を特定することは困難であるため、これらの濃度変化量の次元は濃度と距離 d の積となっている。しかし、(5)式で d は ΔC_{oxy} と ΔC_{deoxy} に同様に作用するため、(5)式を各ヘモグロビン濃度の相対変化量とする。計測に二波長 λ_1 、 λ_2 を用いると、各波長毎の予測無負荷信号 $S_{tr}(\lambda_1, t)$ 、 $S_{tr}(\lambda_2, t)$ 及び計測信号 $S_m(\lambda_1, t)$ 、 $S_m(\lambda_2, t)$ により、(4)式から $\Delta C_{oxy}(t)$ 及び $\Delta C_{deoxy}(t)$ に対する二元連立方程式が得られ、それを解くことにより $\Delta C_{oxy}(t)$ 及び $\Delta C_{deoxy}(t)$ が求まる。さらに、負荷時間及び緩和時間以外においては $C'_{oxy}(t) = 0$ 、 $C'_{deoxy}(t) = 0$ とおけるので、負荷時間及び緩和時間以外の時間における $\Delta C_{oxy}(t)$ 及び $\Delta C_{deoxy}(t)$ は、雑音もしくは酸化ヘモグロビン濃度及び還元ヘモグロビン濃度の高周波揺らぎを表わしていることになる。

【0024】図6は、予測無負荷信号の精度を上げるために、負荷印加毎に無負荷信号の予測をする場合の時間定義を表わしている。図6のグラフは横軸を計測時間と

8

* a, 10bと予測無負荷信号11a, 11bから、HbO₂とHbの濃度の負荷印加による相対変化量を以下の方法で求める。波長 λ における予測無負荷信号 $S_{tr}(\lambda, t)$ と光源強度 $I_o(\lambda)$ の関係は、生体中での光減衰を散乱と吸収に分離することで、以下の式(2)で示される。

$$\begin{aligned} & \text{【0020】} \\ & \text{※ヘモグロビン濃度、} C_{deoxy}(t) \text{は計測時間} t \text{における} \\ & \text{還元ヘモグロビン濃度、} d \text{は生体内での注目領域における実効的} \\ & \text{光路長を表す。} \end{aligned}$$

【0021】また、計測信号 $S_m(\lambda, t)$ と光源強度 $I_o(\lambda)$ の関係は(3)式で示される。

20★周波揺らぎを表す。

【0022】 $A(\lambda)$ 及び $S(\lambda)$ が負荷印加及び非印加の状態に変化しないとすれば、すなわち、負荷により生じる計測信号変化は酸化及び還元ヘモグロビン濃度の変化のみによるとすれば、(2)及び(3)式の差分は以下の(4)式で表される。

☆式で定義する。

【0023】

◆し、縦軸を通過光強度として、計測信号10と求めた予測無負荷信号11を表わしている。ここで、 T_1 を負荷前予測時間、 T_2 を負荷後予測時間、 T_r を負荷時間すなわち負荷を印加している時間、 T_f を緩和時間すなわち負荷印加の影響が残っている時間とする。これらの時間は、計測位置や計測対象によって変わるため、パラメータとして入力する。本図の予測無負荷信号11は、 $T_1 = 30$ 秒、 $T_2 = 30$ 秒、 $T_r = 30$ 秒として、負荷前予測時間 T_1 と負荷後予測時間 T_2 の計測信号から最小二乗法で求められた。また、予測無負荷信号11を表わす任意関数として5次式を入力した。

【0025】図7は、各負荷時間毎の ΔC_{oxy} 負荷時間積分値17a、 ΔC_{deoxy} 負荷時間積分値17bの表示例である。図5中の ΔC_{oxy} 信号14aと ΔC_{deoxy} 信号14bを負荷時間毎に時間積分して ΔC_{oxy} 負荷時間積分値17aと ΔC_{deoxy} 負荷時間積分値17bを求め、表示装置1上に表示されたウィンドウ9内に、負荷番号毎に立体棒グラフで表示している。ここで、横軸は負荷

9

番号を表わし、縦軸は ΔC_{oxy} 負荷時間積分値及び ΔC_{deoxy} 負荷時間積分値を表わしている。ここで、 ΔC_{oxy} 負荷時間平均値及び ΔC_{deoxy} 負荷時間平均値を表示することも可能である。また、表示には、観察者が見やすいように色を変えて表示することも可能である。

【0026】図8は、生体光計測装置を用いて複数の計測位置で計測した場合の表示例を示す。ここでは、計測部位を頭部とし、頭部上に4点計測位置を設定した場合の例を説明する。本表示例では、被検者の計測部位像18と、設定した計測位置を表わす計測位置マーク19a～19dと、各計測位置に対応しグラフ21a～21dと、計測位置とグラフの対応関係を示す指示線20a～20dとを、表示装置1上に表示したウィンドウ9上に表示する。ここで、計測部位像18としては、頭部モデル図あるいはMRI装置で代表されるような画像診断装置で撮影された被検者本人の計測部位断層画像あるいは計測部位3次元画像を用いることができる。

【0027】

【発明の効果】計測信号から予測信号を計算することで、生体の揺らぎが安定することを待たずに計測が可能となる。また、計測信号と計算した予測信号を同時に表示することによって、観察者が計測信号の変化の有無を

10

容易に判断することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 生体にある自然にある揺らぎを表わす図。

【図2】 生体光計測装置の概念図。

【図3】 本発明による表示例を示す図。

【図4】 本発明による表示例を示す図。

【図5】 本発明による表示例を示す図。

【図6】 本発明による時間軸定義の説明図。

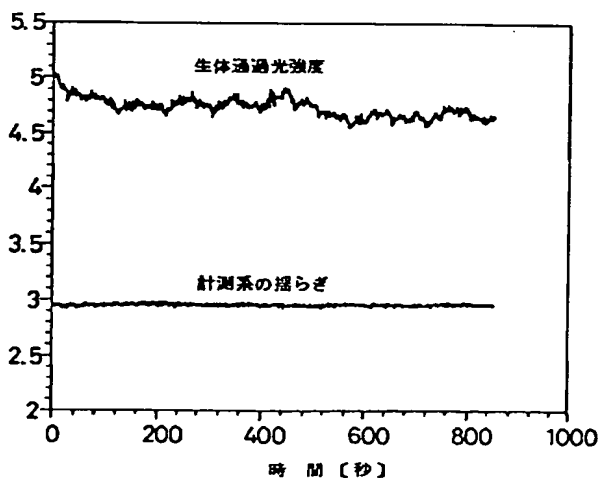
【図7】 本発明による表示例を示す図。

【図8】 本発明による表示例を示す図。

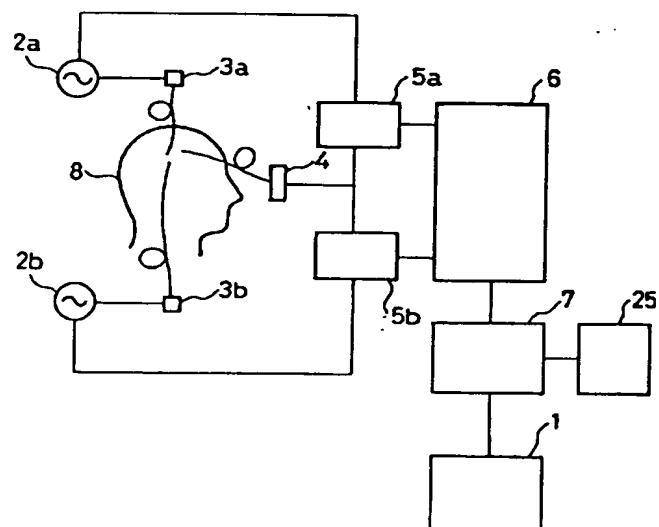
【符号の説明】

1：表示装置、2：発振器、3a、3b：光源、4：検出器、5：ロックインアンプ、6：アナログーデジタル変換器、7：計算機、8：被検者、9：ウィンドウ、10：計測信号、11：予測無負荷信号、12：負荷開始マーク、13：負荷終了マーク、14：差分信号、15：基線、16a： ΔC_{oxy} 信号、16b： ΔC_{deoxy} 信号、17a： ΔC_{oxy} 負荷時間積分値、17b： ΔC_{deoxy} 負荷時間積分値、18：計測部位像、19：計測位置マーク、20：指示線、21：グラフ、25：入力装置

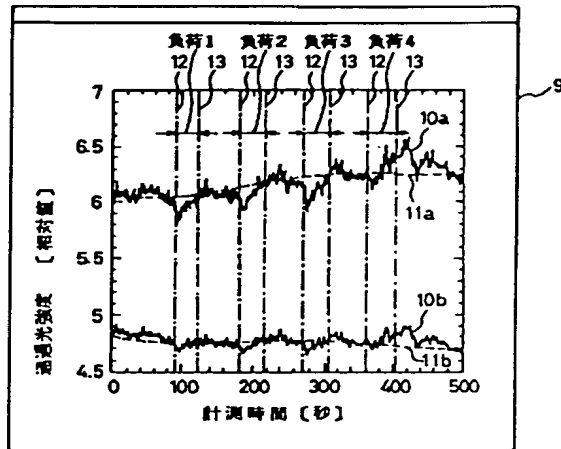
【図1】



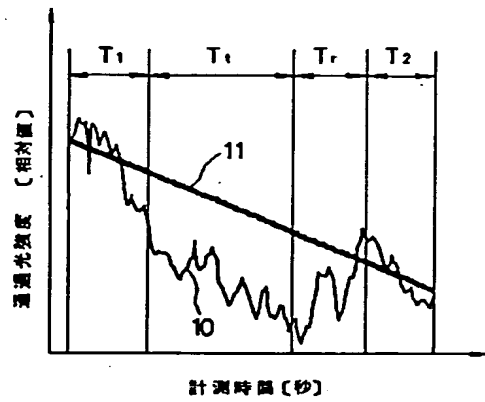
【図2】



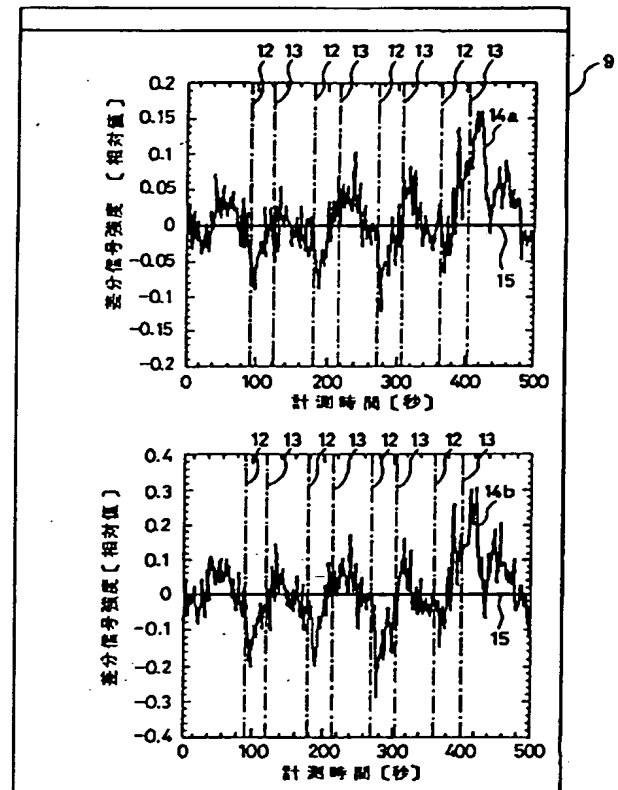
【図3】



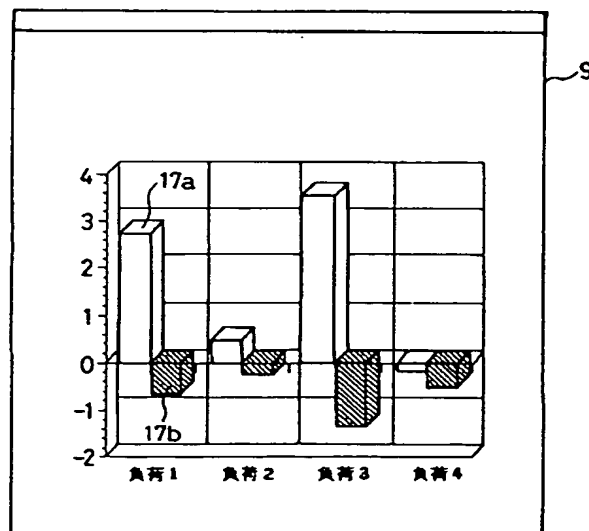
【図6】



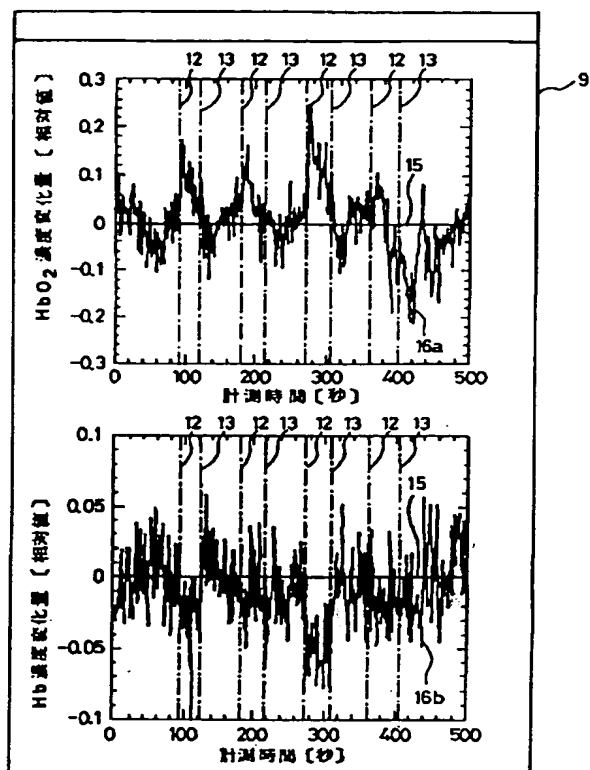
【図4】



【図7】



【図5】



【図8】

